

## 导数法峰值锐化算法提高磁感应成像图像分辨率

罗海军\* 廖勇 潘海涛 温开旭

(重庆师范大学物理与电子工程学院 光电功能材料重庆市重点实验室 重庆 401331)

**摘要:** 磁感应成像(MIT)是一种利用电磁感应原理重构生物组织电导率分布的非接触式电阻抗成像技术。该文利用亥姆霍兹线圈和20个检测线圈搭建了旋转式磁感应成像系统,利用滤波反投影算法重构图像。分别利用2阶和4阶导数法峰值锐化算法处理单目标和双目标检测线圈的测量数据,通过3个客观参数对比处理前后的重构图像结果。结果证明磁感应成像中导数法峰值锐化能够有效增加图像质量。

**关键词:** 磁感应成像; 滤波反投影算法; 图像重建; 峰值锐化

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2018)08-1847-06

DOI: 10.11999/JEIT171102

## Derivative Method Peak Sharpening Algorithm Improves Image Resolution of Magnetic Induction Tomography

LUO Haijun LIAO Yong PAN Haitao WEN Kaixu

(Chongqing Key Laboratory of Photo-Electric Functional Materials, Chongqing Normal University, Chongqing 401331, China)

**Abstract:** Magnetic Induction Tomography (MIT) is a contactless Electrical Impedance Tomography (EIT) technique to reconstruct the conductivity distribution of biological tissue using the principle of electromagnetic induction. In this paper, a rotating magnetic induction imaging system is constructed by using Helmholtz coil and 20 detection coils, with filtered back projection algorithm. The single target and double target detection coil measurement data are processed by the two order and four order derivative peak sharpening algorithm. The measurement data before and after processing of the reconstructed image are compared by three objective parameters. The results show that the magnetic induction imaging derivative method can effectively increase the peak sharpening image quality.

**Key words:** Magnetic Induction Tomography (MIT); Filtered back projection algorithm; Image reconstruction; Peak sharpening

### 1 引言

人体生物组织发生病变时,生物组织的电特性参数(电导率、介电常数等)将发生变化,电阻抗成像技术是一种能够检测组织电特性参数变化的功能性成像技术<sup>[1,2]</sup>。磁感应成像(Magnetic Induction Tomography, MIT)是一种无创和非侵入式的针对

生物组织电导率分布的功能性电阻抗成像技术<sup>[3,4]</sup>。

磁感应成像具有以下特点:磁力线的穿透性好,能够穿透骨头,重构算法速度快,设备小巧便于携带,系统成本低,非接触,所以磁感应成像技术在医学影像上有很好的应用前景<sup>[5-7]</sup>,特别是用于颅骨下层的颅内疾病实时动态监护<sup>[8,9]</sup>。磁感应成像基本原理是基于法拉第电磁感应理论,交变的激励电流流过激励线圈产生交变的激励主磁场  $B$ ,位于主磁场  $B$  中的导电生物组织将诱导出交变的涡流,交变的涡流将产生2次磁场  $\Delta B$ ,通过分布在生物组织周围的检测线圈电磁感应耦合主磁场和2次磁场的合场  $(B + \Delta B)$ ,根据检测线圈电压变化和重构成像算法,重建出被测物体内部电导率的分布图<sup>[10,11]</sup>。

近十多年,国内外学者对 MIT 在医学上的应用比较感兴趣,提出了各种成像系统结构、检测传

收稿日期: 2017-11-24; 改回日期: 2018-04-16; 网络出版:

\*通信作者: 罗海军 luohaijun@cqnu.edu.cn

基金项目: 国家自然科学基金(51507023), 重庆市科委基础和前沿研究项目(CSTC2016JCYJA0920), 重庆市教委科学技术研究项目(KJ1703063)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (51507023), The Chongqing Research Program of Basic Research and Frontier Technology (CSTC2016JCYJA0920), The Scientific and Technological Research Program of Chongqing Municipal Education Commission (KJ1703063)

感和重构算法<sup>[12,13]</sup>。由于磁力线的发散性，导致磁感应成像空间分辨率较差。本文利用亥姆霍兹线圈作为激励线圈，构建均匀激励磁场的磁感应成像系统，根据磁场发散分布确定投影路径，利用导数法进行峰值锐化修正数据，提高系统轮廓分辨率，利用滤波反投影(Filtered Back-Projection, FBP) 算法对电导率分布进行重构，分析了单目标、双目标重构图像的形象，并利用相关系数  $\rho$ 、归一化均方距离 (Normalization Mean Square Distance criterion, NMSD) 和归一化平均绝对距离 (Normalization Mean Absolute Distance criterion, NMAD) 3 个参数客观评估峰值锐化修正前后的重构图像质量。

## 2 理论基础与建模

### 2.1 MIT 理论基础

在磁感应成像中，假设测量区域的导电介质是线性各向同性、不导磁、无源的。被测物体的复电导率  $\gamma$  可表示为  $\gamma = \sigma + j\omega\varepsilon$ ，其中  $\sigma$  是电导率， $\varepsilon$  是介电常数， $\omega$  是角频率<sup>[14]</sup>。根据  $e^{j\omega t}$  型谐变磁场的麦克斯韦方程组，由于系统工作频率为 10 MHz，导致材料复电导率的实部远大于频率和介电常数构成的虚部( $\sigma \gg \omega\varepsilon$ )，所以 MIT 在控制方程的推导过程中，忽略导电区域介电常数的影响，不考虑位移电流<sup>[15]</sup>。

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \mathbf{A} - j\omega\sigma \mathbf{A} = -\mathbf{J}_s \quad (1)$$

其中， $\mathbf{A}$  是磁矢位， $\mu$  生物组织的磁导率与空气的磁导率  $\mu_0$  相近， $\omega$  是角频率， $\sigma$  是电导率， $\mathbf{J}_s$  是激励电流，位于激励线圈中，其他地方  $\mathbf{J}_s=0$ 。式 (1) 建立了测量目标的电导率、激励电流、区域内磁矢位和频率之间的关系式，但是在 MIT 的实际测量系统中，研究在特定频率下检测电压的相位变化和电导率分布的关系，所以下面将建立感应电压相位和磁矢位的关系式。

$$\nu = -j\omega \oint_l \mathbf{A} dl \quad (2)$$

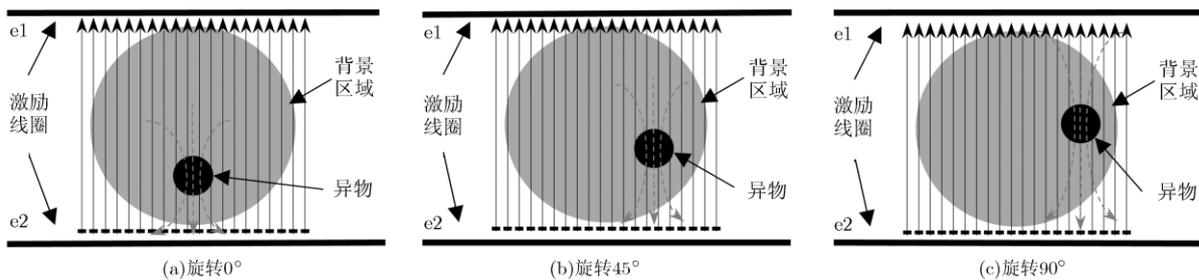


图 2 磁感应成像旋转示意图

### 2.2 仿真模型

本文建立了 20 个检测线圈的磁感应成像系统仿真模型，该模型主要由圆柱形背景区域、圆柱形异物、1 组亥姆霍兹线圈和 20 个检测线圈构成，如图 1 所示。20 个检测线圈平行一排，位于被测物一侧，并且平行于亥姆霍兹线圈，与亥姆霍兹线圈的其中一个线圈在同一平面上。

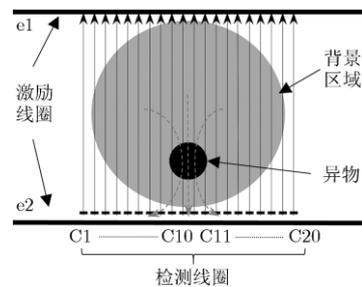


图 1 磁感应成像系统示意图

本系统利用滤波反投影算法进行图像重构，利用亥姆霍兹线圈在检测区域产生均匀分布的激励磁场，磁场方向近似直线，磁力线穿过扰动异物时，将产生磁场扰动，在异物附近的线圈将检测到磁场的变化，通过旋转被测物体，得到多个角度的测量数据，为滤波反投影提供丰富数据，如图 2 所示，展示不同角度的示意图。

旋转式磁感应成像的具体步骤：

(1) 激励线圈和检测线圈固定不动，仿真仅有背景区域，没有异物时，被测物和异物整体以间隔  $22.5^\circ$  旋转一次，每个角度检测可以获得 20 个数据，可以获得 16 组数据，最终获得  $16 \times 20$  个相位数据，该数据作为背景数据，为后面动态成像提供基准数据。

(2) 在背景区域加入异物扰动，方法如步骤 (1) 一样，最终获得  $16 \times 20$  个相位数据，该数据作为成像数据。

(3) 将成像数据和参考数据做差值，得异物扰动的检测数据，根据滤波反投影算法，重构出图像。

本文利用 COMSOL 软件建立 20 通道磁感应旋转测量系统仿真模型，如图 3 所示，模型参数如表 1 所示，模型主要由圆柱形背景区域、圆柱形异物、1 组亥姆霍兹线圈和 20 个检测线圈构成，且每个检测线圈相距 1 mm。

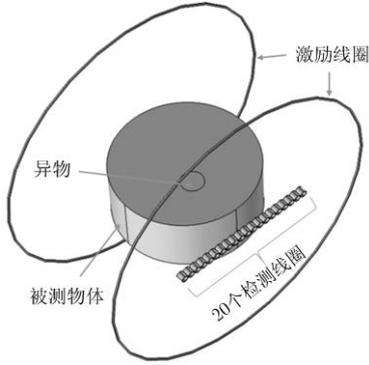


图 3 磁感应成像系统仿真模型

表 1 系统模型参数

系统部件	检测线圈	激励线圈	背景物体	异物
类型	圆环	圆环	圆柱体	圆柱体
尺寸(mm)	半径 4.5/ 厚 10×2	半径 200/ 厚 2×2	半径 95/ 高 40	半径 15/ 高 40
电导率	铜	铜	0.2 S/m	2 S/m
激励电流	200 mA			
激励频率	10 MHz			

### 2.3 数据峰值锐化处理

在主磁场激励下的导电异物诱导出 2 次磁场，如图 1 和图 2 所示，电磁场的磁力线分布发散，导致异物附近的多个检测线圈都能感应到主磁场的扰动，通过滤波反投影算法重构出图像，图像轮廓大于实际电导率分布图，或者不能区别出两个目标物体。通过峰值锐化，减小峰值的宽度，也可以分离叠加的多峰数据，从而提高成像结果的分辨率。

利用导数法进行峰值锐化是一种常用的处理

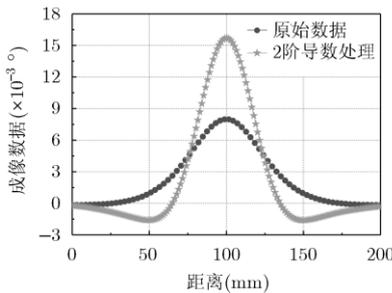


图 4 原始信号和 2 阶导数峰值锐化后比较图

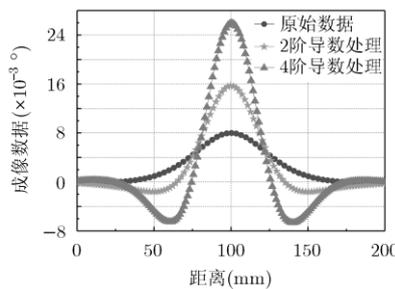


图 5 原始信号、2 阶和 4 阶导数峰值锐化比较图

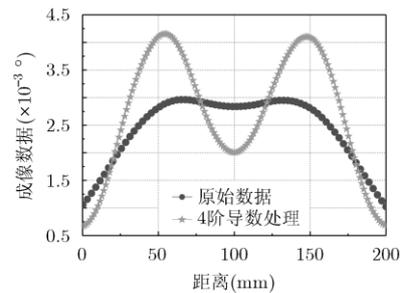


图 6 双目标的原始信号和 4 阶导数峰值锐化处理的比较图

方法，其表达式为<sup>[16]</sup>

$$R_j = Y_j - k_1 Y'' \tag{3}$$

其中， $R_j$  是峰值锐化后的信号， $Y_j$  是原始数据信号， $Y''$  是原始信号的 2 阶导数， $k_1$  是用户设定的权重因子。利用加权因子  $k_1$ ，可以使分辨率增强，信号噪声退化和基线平坦度之间的最佳权衡。最优值取决于信号的宽度、形状和数字化间隔。将旋转磁感应成像系统一个角度的数据，通过线性插值后，利用 2 阶导数法峰值锐化，其结果如图 4 所示，图 4 中 ● 标注的是原始数据，★ 标注的是 2 阶导数峰值锐化的结果，处理后的信号峰值宽度变窄，峰值变高，信噪比降低，但可以通过平滑来调节。

上面的式(3)是最简单的峰值锐化，只包含前两个项：原始峰值和负 2 阶导数。通过加入一个 4 阶导数项，有两个可调节因子  $k_1$  和  $k_2$ ，可以得到较好的结果，其表达式如式(4)：

$$R_j = Y_j - k_1 Y'' + k_2 Y'''' \tag{4}$$

其中， $Y''''$  是原始信号的 4 阶导数， $k_2$  是用户设定的权重因子。图 5 给出了原始信号、2 阶和 4 阶导数峰值锐化处理信号的比较图，从图中可以看出，4 阶导数法峰值锐化结果比 2 阶的峰值宽度更窄，但是信号的波动也越大。

在磁感应成像中，由于磁力线的发散，导致目标物体附近的多个检测线圈都可以测量到物体产生的 2 次磁场，成像物体的轮廓变大，而多目标时，每个目标的在附近几个检测线圈的上出现叠加，如图 6 所示两个目标的感应电压分布，● 标注的是原始数据，★ 标注的是 4 阶导数峰值锐化的结果，原始信号上信号叠加导致峰值不明显，通过 4 阶导数峰值锐化处理，两个峰值凸显出来。

## 3 重构图像分析

### 3.1 单目标仿真实验

根据表 1 的模型数据，建立单目标异物的仿真

模型, 异物电导率 2 S/m, 背景电导率 0.2 S/m, 中心坐标位于 (0, -50 mm)。被测物和异物逆时针以 22.5° 旋转一周, 最终获得 16×20 个相位数据。将测量的数据和基准数据做动态差, 利用滤波反投影算法重构出未处理、2 阶导数和 4 阶导数法处理数据的成像结果, 如图 7(b)~图 7(d)所示。

根据图 7 可知, 对比 3 种处理数据最后的成像效果, 经过导数峰值锐化后的图形轮廓变小, 更接近真实的图像, 但是伪影比原始数据的成像结果更大, 特别是 4 阶导数峰值锐化的图像更加明显, 主要是峰值锐化在有效地减小峰值带宽时, 导致信号信噪比的变化, 后面通过客观参数对图像质量进行评估。

### 3.2 双目标仿真实验

根据表 1 的模型数据, 建立双目标异物的仿真模型, 异物电导率 2 S/m, 背景电导率 0.2 S/m, 中心坐标分别位于 (0, 50 mm) 和 (0, -50 mm)。被测物和异物逆时针以 22.5° 旋转一周, 最终获得 16×20 个相位数据。将测量的数据和基准数据做动态差, 利用滤波反投影算法重构出未处理、2 阶导数和 4 阶导数法处理数据的成像结果, 如图 8(b)~图 8(d)所示。

根据图 8 可知, 对比 3 种处理数据最后的成像效果, 未处理的数据滤波反投影成像两个目标物体叠加在一起, 如图 8(b)所示。利用导数法峰值锐化

有效将两个目标分离, 如图 8(c)和图 8(d)所示, 4 阶导数峰值锐化的图像分离得更加好, 后面通过客观参数对图像质量进行评估。

### 3.3 图像质量评估

为了客观地判断重构图像的精度, 运用下面 3 种评价参数进行评判重构图像和原始图像的差异: 相关系数<sup>[17]</sup>, 归一化均方距离(NMSD)和归一化平均绝对距离(NMAD)<sup>[18]</sup>。

相关系数为

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^m \sigma_{mi} - \bar{\sigma}_m \quad \sigma_{si} - \bar{\sigma}_s}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sigma_{mi} - \bar{\sigma}_m \quad \sum_{i=1}^m \sigma_{si} - \bar{\sigma}_s}} \times 100\% \quad (5)$$

归一化均方距离(NMSD)为

$$\text{NMSD} = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sigma_{si} - \sigma_{mi} \quad \sigma_{si} - \sigma_{mi}}}{\sqrt{\sum_{i=1}^m \sigma_{si} - \bar{\sigma}_s \quad \sigma_{si} - \bar{\sigma}_s}} \quad (6)$$

归一化平均绝对距离(NMAD)为

$$\text{NMAD} = \frac{\sum_{i=1}^m |\sigma_{mi} - \sigma_{si}|}{\sum_{i=1}^m |\sigma_{mi}|} \quad (7)$$

其中,  $\sigma_{mi}$  是重构图像的每节点的电导率,  $\sigma_{si}$  是实际模型的每个节点的电导率,  $\bar{\sigma}_m$  是重构图像的所有

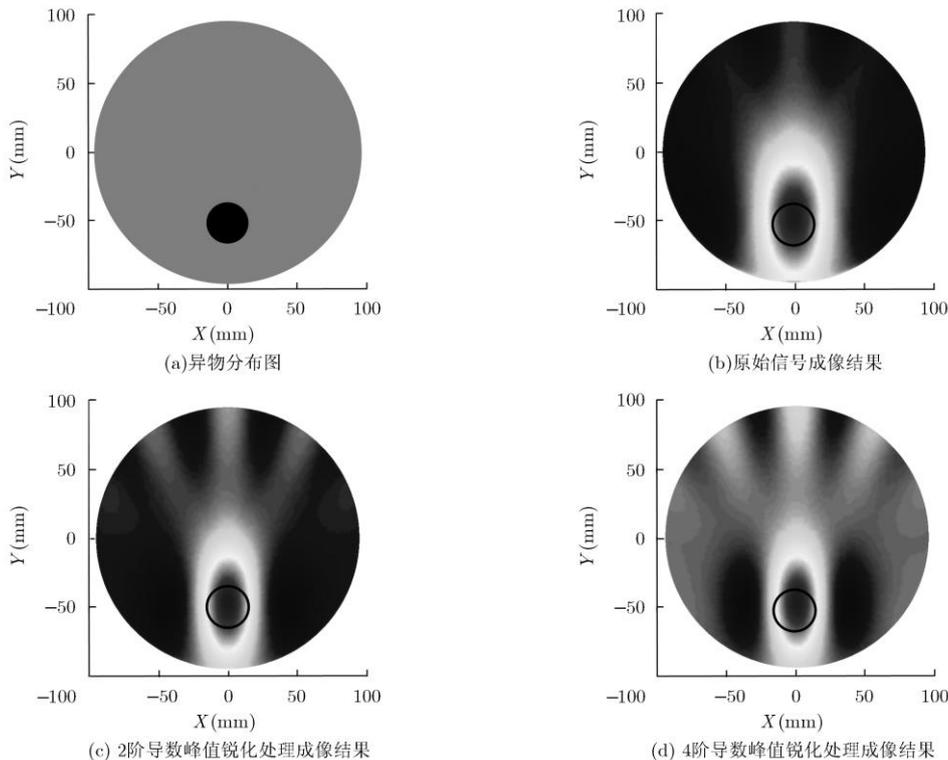


图 7 单目标的原始信号、2 阶和 4 阶导数峰值锐化处理滤波反投影成像结果的比较图

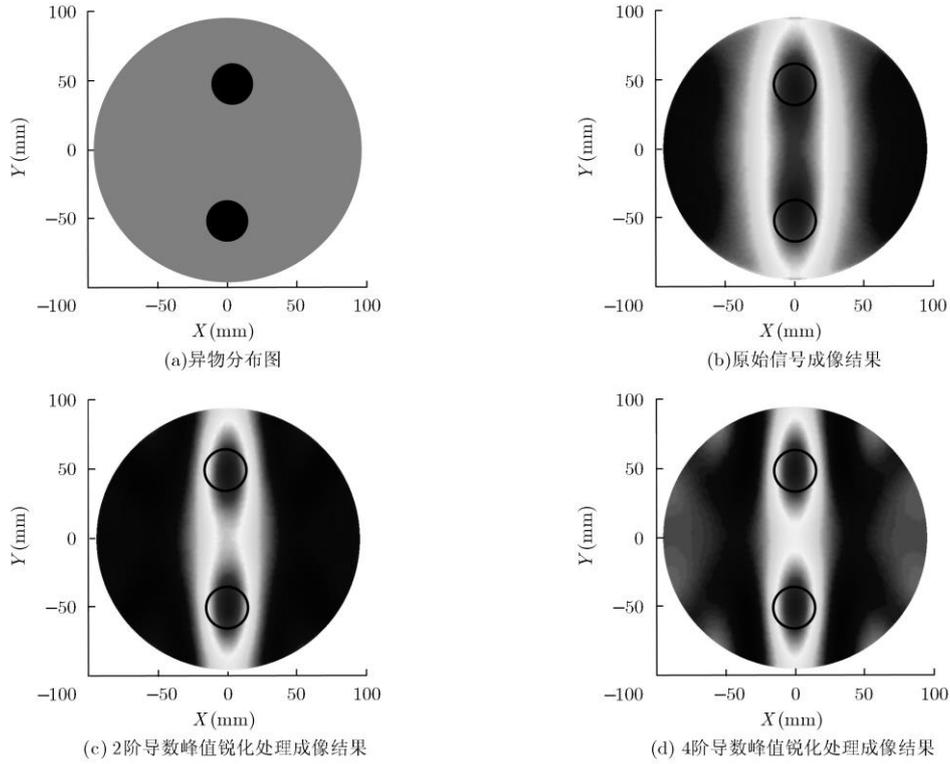


图 8 双目标的原始信号、2 阶和 4 阶导数峰值锐化处理滤波反投影成像结果的比较图

节点的平均电导率， $\bar{\sigma}_s$  是实际模型所有节点的平均电导率。

相关系数  $\rho$  表明重构图像与实际图像的相似度，相关系数  $\rho$  越大，相似度越大。当  $NMSD = 0$  和  $NMAD = 0$  时，表明重构的图像和仿真设定的模型一致；当  $NMSD$  和  $NMAD$  越小，表示重建的图像与实际图像误差越小，反之，图像的误差越大； $NMSD$  和  $NMAD$  表示不同类型的误差，其敏感程度不同。 $NMSD$  重点反映少数数据突变误差，而  $NMAD$  敏感反映多数点均有一些波动的误差情况。

利用相关系数  $\rho$ ， $NMSD$  和  $NMAD$  3 个客观指标量化了 3 种数据处理方法(未处理、2 阶导数和 2 阶导数峰值锐化)的重构图像质量。根据表 2 可知，4 阶导数峰值锐化处理的重构图像相关系数  $\rho = 63.217$  高于前面两种方法，但是  $NMSD$  和  $NMAD$  指标低于 2 阶导数峰值锐化方法，说明图像的噪声更大，所以进一步调整平滑参数，增加信号的信噪比。

表 3 利用相关系数  $\rho$ ， $NMSD$  和  $NMAD$  3 个客观指标量化了 3 种数据处理方法(未处理、2 阶导数和 4 阶导数峰值锐化)双目标异物的重构图像质量。根据表 3 可知，4 阶导数峰值锐化处理的重构图像相关系数  $\rho$ ， $NMSD$  和  $NMAD$ ，均优于前面两种图像的指标，且相关系数比未处理的数据增加了 15%， $NMSD$  和  $NMAD$  误差减小了约 0.5，2 阶导数峰值锐化也优于未处理的图像各项指标，所以在双目标成像中导数法峰值锐化能够有效地增加图像质量。

#### 4 结论

本文利用亥姆霍兹线圈和 20 个检测线圈搭建了旋转式 MIT 成像系统，利用滤波反投影算法重构图像。分别利用了 2 阶导数法峰值锐化和 4 阶导数法峰值锐化处理单目标和双目标检测线圈的测量数据，对比未处理直接滤波反投影的重构图像结果，单目标物体图像的轮廓更接近实际目标物体大小，双目标物体的图像有效地分离出两个目标物体。通

表 2 单目标异物 3 种数据处理方法重构图像质量评估参数

目标	相关系数 $\rho$	NMSD	NMAD
未处理	54.001	1.335	1.021
2 阶导数	61.976	1.072	0.802
4 阶导数	63.217	1.217	1.190

表 3 双目标异物 3 种数据处理方法重构图像质量评估参数

目标	相关系数 $\rho$	NMSD	NMAD
未处理	47.982	1.531	1.505
2 阶导数	58.347	1.091	0.971
4 阶导数	62.100	1.001	0.910

过相关系数  $\rho$ , NMSD 和 NMAD 客观评估了导数法峰值锐化的图像的质量, 除了单目标中, 4 阶导数峰值锐化方法的 NMAD 指标略低于未处理数据的重构图像, 其他指标明显更好, 说明磁感应成像中导数法峰值锐化能够有效地增加图像质量。

### 参考文献

- [1] DIJKSTRA A M, BROWN B H, LEATHARD A D, *et al.* Clinical applications of electrical impedance tomography[J]. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 1993, 17(3): 89–98. doi: 10.3109/03091909309016213.
- [2] DJAJAPUTRA D. Electrical impedance tomography: Methods, history and applications[J]. *Medical Physics*, 2005, 32(8): 2730–2731. doi: 10.1118/1.1995712.
- [3] GRIFFITHS H, STEWART W R, and GOUGH W. Magnetic induction tomography: A measuring system for biological tissues[J]. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1999, 873(1): 335–345. doi: 10.1111/j.1749-6632.1999.tb09481.x.
- [4] GRIFFITHS H. Magnetic induction tomography[J]. *Measurement Science and Technology*, 2001, 12(8): 1126–1131. doi: 10.1088/0957-0233/12/8/319.
- [5] 宣杨, 王旭, 刘承安, 等. 不完全乔列斯基分解共轭梯度法在磁感应成像三维有限元正问题中的应用[J]. *电子与信息学报*, 2016, 38(1): 187–194. doi: 10.11999/JEIT150437.  
XUAN Yang, WANG Xu, LIU Cheng'an, *et al.* Incomplete cholesky conjugate gradient method for the three-dimensional forward problem in magnetic induction tomography using finite element method[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2016, 38(1): 187–194. doi: 10.11999/JEIT150437.
- [6] 刘润生, 董秀珍, 刘锐岗. 线性卡尔曼滤波算法在磁感应断层成像技术中的仿真研究[J]. *医疗卫生装备*, 2016, 37(1): 1–4. doi: 10.7687/J.ISSN1003-8868.2016.01.001.  
LIU Runsheng, DONG Xiuzhen, and LIU Ruigang. Simulation study of linear Kalman filtering algorithm in magnetic induction tomography[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2016, 37(1): 1–4. doi: 10.7687/J.ISSN1003-8868.2016.01.001.
- [7] MARMUGI L and RENZONI F. Optical magnetic induction tomography of the heart[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6: 23962. doi: 10.1038/srep23962.
- [8] YAN Qingguang, JIN Gui, QIN Mingxin, *et al.* Experimental study on the detection of rabbit intracranial hemorrhage using four coil structures based on magnetic induction phase shift[J]. *Biomedizinische Technik Biomedical Engineering*, 2017, 62(1): 1–14. doi: 10.1515/bmt-2015-0129.
- [9] LUO Haijun, HE Wei, XU Zheng, *et al.* Preliminary results on brain monitoring of meningitis using 16 channels magnetic induction tomography measurement system[J]. *Progress in Electromagnetics Research M*, 2012, 24(3): 57–68. doi: 10.2528/PIERM12021406.
- [10] GENCER N G, KUZUOGLU M, and IDER Y Z. Electrical impedance tomography using induced currents[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1994, 13(2): 338–350. doi: 10.1109/42.293927.
- [11] 罗海军, 何为, 徐征, 等. 基于同步检波的单通道磁感应成像技术研究[J]. *仪器仪表学报*, 2012, 33(4): 899–904. doi: 10.3969/j.issn.0254-3087.2012.04.027.
- [12] LUO Haijun, HE Wei, XU Zheng, *et al.* Study on single channel magnetic induction tomography technique based on synchronous detection[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2012, 33(4): 899–904. doi: 10.3969/j.issn.0254-3087.2012.04.027.
- [13] MA Lu and SOLEIMANI M. Magnetic induction tomography methods and applications: A review[J]. *Measurement Science and Technology*, 2017, 28(7): 072001. doi: 10.1088/1361-6501/aa7107.
- [14] 吕轶, 王旭, 杨丹, 等. 一种磁感应成像中生物组织涡流信号的新型测量方法[J]. *电子与信息学报*, 2011, 33(9): 2258–2262. doi: 10.3724/SP.J.1146.2010.01422.  
LÜ Yi, WANG Xu, YANG Dan, *et al.* A new measurement method of eddy current for biological tissue in magnetic induction tomography[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2011, 33(9): 2258–2262. doi: 10.3724/SP.J.1146.2010.01422.
- [15] SOLEIMANI M and LIONHEAT W R B. Absolute conductivity reconstruction in magnetic induction tomography using a nonlinear method[J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, 25(12): 1521–1530. doi: 10.1109/TMI.2006.884196.
- [16] 王聪, 刘锐岗, 李焯, 等. 一种用于磁感应断层成像的图像重建算法[J]. *仪器仪表学报*, 2008, 29(10): 2052–2057. doi: 10.3321/j.issn:0254-3087.2008.10.007.  
WANG Cong, LIU Ruigang, LI Ye, *et al.* Image reconstruction algorithm for magnetic induction tomography [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2008, 29(10): 2052–2057. doi: 10.3321/j.issn:0254-3087.2008.10.007.
- [17] THOMAS C O. A pragmatic introduction to signal processing: With applications in scientific measurement[OL]. <https://terpconnect.umd.edu/~toh/spectrum/ResolutionEnhancement.html>, 2015.
- [18] 柯丽, 刘欢, 杜强, 等. 基于滤波反投影的脑磁感应迭代重建算法研究[J]. *仪器仪表学报*, 2016, 31(11): 2445–2451. doi: 10.3969/j.issn.0254-3087.2016.11.005.  
KE Li, LIU Huan, DU Qiang, *et al.* Study on iterative reconstruction algorithm for brain magnetic induction based on filtered back-projection[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2016, 31(11): 2445–2451. doi: 10.3969/j.issn.0254-3087.2016.11.005.
- [19] 李冰, 何为, 何传红, 等. 三维电阻抗成像系统激励模式仿真分析[J]. *重庆大学学报*, 2012, 35(2): 78–86. doi: 10.11835/j.issn.1000-582X.2012.02.013.  
LI Bing, HE Wei, HE Chuanhong, *et al.* Simulation analysis on stimulation patterns of three-dimension electrical impedance tomography[J]. *Journal of Chongqing University*, 2012, 35(2): 78–86. doi: 10.11835/j.issn.1000-582X.2012.02.013.

罗海军: 男, 1983年生, 博士, 副教授, 主要从事磁场感应成像、磁场探测、磁成像正逆问题的研究。  
廖勇: 男, 1993年生, 硕士生, 研究方向为磁感应成像传感器设计。  
潘海涛: 男, 1994年生, 硕士生, 研究方向为磁成像正逆问题。  
温开旭: 男, 1994年生, 硕士生, 研究方向为磁感应成像系统设计。